

①9 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

①2 **Offenlegungsschrift**
①1 **DE 39 10543 A1**

②1 Aktenzeichen: P 39 10 543.1
②2 Anmeldetag: 1. 4. 89
④3 Offenlegungstag: 11. 10. 90

⑤1 Int. Cl. 5:

A61L 15/44

B 32 B 7/02
A 61 K 45/06
// C08L 29/04, 39/06,
33/02, 71/02, 5/00,
3/00 (C08J 5/18,
C08L 23:00, 23:22,
33:08,
83:04) B65D 65/40

DE 39 10543 A1

⑦1 Anmelder:

LTS Lohmann Therapie-Systeme GmbH & Co. KG,
5450 Neuwied, DE

⑦4 Vertreter:

Klöpsch, G., Dipl.-Ing. Dr.-Ing., Pat.-Anw., 5000 Köln

⑦2 Erfinder:

Horstmann, Michael, Dr.; Herrmann, Fritz,
Dipl.-Chem. Dr., 5450 Neuwied, DE

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤4 **Transdermales therapeutisches System mit erhöhtem Wirkstofffluß und Verfahren zu seiner Herstellung**

Ein transdermales therapeutisches System mit Schichtaufbau besteht aus einer wirkstoffundurchlässigen Rückschicht, einer Matrix mit einem wasserunlöslichen Grundmaterial und darin verteilten Inseln, die den Arzneiwirkstoff enthalten, und einer den Zutritt von Hautfeuchtigkeit, durch welche die Matrix aktivierbar ist, kontrollierenden Schicht. Herstellungsverfahren werden beschrieben.

DE 39 10543 A1

Die Erfindung betrifft ein transdermales therapeutisches System mit geschichtetem Aufbau, bestehend aus einer im wesentlichen wirkstoffundurchlässigen Rückschicht, einer den Wirkstoff enthaltenden aktivierbaren Matrix und einer den Hautfeuchtigkeitszutritt kontrollierenden Schicht sowie ein Verfahren zur Herstellung des Systems.

Transdermale therapeutische Systeme sind auf der Haut aufzubringende, selbstklebende galenische Zubereitungen mit festgelegter Applikationsfläche, die einen Arzneistoff nach Zeit und Menge kontrolliert an den menschlichen oder tierischen Körper abgeben.

Derartige Systeme, die beispielsweise von Y.W.Chien, Drug Dev. Ind.Pharm. 13, 589–651 (1987), beschrieben sind, haben sich seit Jahren in der Therapie bewährt.

Übliche Bauformen von transdermalen Systemen, die bereits Eingang in die Praxis gefunden haben, sind:

- a) Aufbau aus undurchlässigem Träger und einer zweiten, gleichzeitig als Arzneistoffreservoir, Haftkleber und Steuereinheit dienenden Schicht,
- b) Aufbau aus Träger, Arzneistoffreservoir, Kontrolleinheit und Klebschicht in räumlicher Trennung
- c) Aufbau aus Träger und mehrschichtig angeordneter arzneistoffhaltiger Matrix, wobei die Wirkstoffkonzentration von Schicht zu Schicht zur Haut hin geringer wird,
- d) Aufbau aus Träger und Matrix wobei die Freisetzung durch in der Matrix dispergierte arzneistoffhaltige Mikrokapseln kontrolliert wird.

Der therapeutische Fortschritt dieser Systeme gegenüber traditionellen Applikationsformen besteht darin, daß der Wirkstoff dem Körper nicht stoßweise zugeführt wird, wie beispielsweise bei Einnahme von Tabletten, sondern kontinuierlich.

Dadurch wird einerseits die Wirkungsdauer eines Arzneistoffes verlängert, zum anderen werden Nebenwirkungen durch Vermeidung unnötiger Blutspiegelspitzen weitgehend verhindert.

Da die menschliche Haut jedoch nicht für alle in Betracht kommenden Arzneistoffe eine ausreichende Durchlässigkeit aufweist, ist in transdermalen therapeutischen Systemen herkömmlicher Bauart lediglich eine geringe Anzahl von Wirkstoffen einsetzbar. Es sind daher zahlreiche Versuche mit dem Ziel unternommen worden, die natürliche Durchlässigkeit der Haut zu steigern.

Eine solche Möglichkeit ist die Verwendung von sogenannten "Penetrationsverstärkern". Man versteht hierunter Stoffe, die durch chemisch-physikalische Wechselwirkung mit der Mikrostruktur der Haut eine deutliche Steigerung des Wirkstoffflusses erzielen. Viele dieser Stoffe wirken jedoch auf der Haut toxisch oder verursachen Irritationen. Auch setzt die Wirkung dieser Resorptionsförderer nicht immer schnell genug ein, so daß der Effekt schwer zu steuern ist.

Eine andere Möglichkeit ist die Anwendung physikalischer Prinzipien, wie beispielsweise der Iontophorese. Diese Verfahren erfordern jedoch vergleichsweise aufwendige Zusatzeinrichtungen im transdermalen therapeutischen System, welche in aller Regel diese Form der Therapie unwirtschaftlich machen.

Ein grundsätzlich anderer Weg, die Hautdurchlässigkeit zu erhöhen, liegt in der Erhöhung der thermodyna-

mischen Aktivität des Wirkstoffes. Diesbezügliche Versuche zielten auf eine Erhöhung der von außen wirkenden Konzentration des Wirkstoffs ab, um die Permeation zu steigern. Diese Bemühungen fanden ihre Grenze darin, daß im allgemeinen die Konzentration eines Wirkstoffs nicht über die Sättigungslöslichkeit hinaus gesteigert werden kann, zum anderen führt es auch nicht weiter, im transdermalen therapeutischen System galenische Grundlagen mit höherer Löslichkeit für den Wirkstoff zu benutzen, da hier die Verknüpfung zwischen Verteilungskoeffizient und Löslichkeit gemäß dem Nernstschen Verteilungsgesetz zum Tragen kommt.

Vorübergehend können sogenannte übersättigte Zustände entstehen, bei denen die gelöste Wirkstoffkonzentration über der Sättigungskonzentration liegt, z.B. beim Abkühlen einer gesättigten Lösung oder beim Wiederauflösen einer Wirkstoffeinbettung in einem wasserlöslichen Polymer, wie beispielsweise bei Merkle, Pharm. Ind. 42, 1009–1018 (1980), beschrieben ist.

Je nach dem Grad der Übersättigung und der Viskosität des umgebenden Mediums kann dieser Zustand von wenigen Sekunden bis zu mehreren Jahren andauern. In klebenden Polymermatrices mit ihrer immer noch recht geringen Viskosität bleibt er im allgemeinen über höchstens wenige Wochen stabil. Die Dauer des stabilen Zustandes wird unter anderem durch die Möglichkeit beeinträchtigt, daß die vorhandenen Grenzflächen als Kristallisationskeime wirken können.

Die Herstellung von lagerfähigen transdermalen therapeutischen Systemen mit übersättigter Lösung des enthaltenden Wirkstoffes stößt daher auf größte Schwierigkeiten.

In der EP-A-01 86 019 wird beschrieben, daß durch Zugabe wasserquellbarer Polymere zu einer Lösung des Wirkstoffs in einer Polymergrundmasse die Geschwindigkeit der Freisetzung aus einem aus dieser Masse hergestellten transdermalen therapeutischen System deutlich gesteigert wird.

Bei dem dort beschriebenen Verfahren wird die Zubereitung der in lipophilen Lösungsmitteln angesetzten Grundmasse jedoch in einem Arbeitsgang mit Wirkstoff und wasserquebbarem Zusatzstoff versetzt, so daß eine gezielte Anreicherung des Wirkstoffs in den hydrophilen Domänen nicht möglich ist. Der Zusatz von Hautfeuchtigkeit erfolgt unkontrolliert.

Wird der übersättigte Zustand erst erzeugt, während sich die Arzneiform bereits auf der Haut befindet, so treten naturgemäß Lagerstabilitätsprobleme nicht auf. Coldman et al (J. Pharm. Sci. 58, 1098–1102 (1969)) beschreiben eine Resorptionsverstärkung von Fluocinolon durch Lösen in einem Gemisch aus flüchtigen und nichtflüchtigen Lösungsmitteln, wobei bei Verdunsten der leichter flüchtigen Komponente eine übersättigte Lösung entsteht, die zu einer gesteigerten Hautpenetration führt. Diese Effekte wurden von Kondo et al. (J. Pharmacobiodyn. 10, 662–668 (1987)) an Nifedipin bestätigt.

Der vorliegenden Erfindung liegt somit die Aufgabe zugrunde, ein transdermales therapeutisches System mit erhöhtem Wirkstofffluß und lagerstabiler Formulierung sowie ein Verfahren zu seiner Herstellung bereitzustellen.

Diese Aufgabe wurde gelöst durch die Bereitstellung eines transdermalen therapeutischen Systems mit schichtweisem Aufbau aus einer im wesentlichen wirkstoffundurchlässigen Rückschicht (11), einer den Wirkstoff enthaltenden aktivierbaren Matrix (12) und einer

den Zutritt von Hautfeuchtigkeit kontrollierenden Schicht (13), welches dadurch gekennzeichnet ist, daß die Matrix aus einem wasserdampfdurchlässigen, jedoch im wesentlichen wasserunlöslichen und weitgehend wirkstofffreien Grundmaterial (15) besteht, in dem aus einer festen Lösung eines Arzneiwirkstoffes in einem wasserlöslichen oder in Wasser quellbaren Basismaterial bestehende Inseln (14) verteilt sind, daß die Matrix durch Hautfeuchtigkeit aktivierbar ist, wobei ein kontrollierter Zustrom von Hautfeuchtigkeit in die Matrix (12) erfolgt, und daß durch Feuchtigkeitsaufnahme der Inseln (14) eine systemkontrollierte, gezielte Übersättigung mit Wirkstoff stattfindet, die zu einer gesteigerten Arzneistoffabgabe führt, sowie durch ein Verfahren zur Herstellung des therapeutischen Systems nach den Merkmalen der Ansprüche 12 bis 19.

Geeignete Wirkstoffe finden sich in den Wirkstoffgruppen der Parasympatholytika (z.B. Scopolamin, Atropin, Benactyzin), der Cholinergika (z.B. Physostigmin, Nicotin), der Neuroleptika (z.B. Chlorpromazin, Haloperidol), der Monoaminooxidasehemmer (z.B. Tranlylcypromin, Selegilin), der Sympathomimetika (z.B. Ephedrin, D-Norpseudoephedrin, Salbutamol, Fenfluramin), der Sympatholytika und Antisymphotonika (z.B. Propanolol, Timolol, Bupranolol, Clonidin, Dihydroergotamin, Naphazolin), der Anxiolytika (z.B. Diazepam, Triazolam), der Lokalanesthetika (z.B. Lidocain), der zentralen Analgetika (z.B. Fentanyl, Sufentanil), der Antirheumatika (z.B. Indomethacin, Piroxicam, Lornoxicam), der Koronartherapeutika (z.B. Glyceroltrinitrat, Isosorbiddinitrat), der Östrogene, Gestagene und Androgene, der Antihistaminika (z.B. Diphenhydramin, Clemastin, Terfenadin), der Prostaglandinderivate, der Vitamine (z.B. Vitamin E, Cholecalciferol) und der Cytostatika. Darüber hinaus eignen sich weitere Wirkstoffe für den erfindungsgemäßen Zweck, wenn sie eine therapeutische Tagesdosis von weniger als 50 mg besitzen und sowohl in Wasser als auch in organischen Lösungsmitteln löslich sind.

Als Bestandteile im Grundmaterial (15, 25) der Matrix (12, 22) können dabei Polymere wie Polyisobutylen, Ester des Polyvinylalkohols, Polyacryl- und Polymethacrylsäureester, Naturkautschuk, Styrol-, Isopren- und Styrol-Butadien-Polymerisate oder Siliconpolymere, Harzbestandteile wie gesättigte und ungesättigte Kohlenwasserstoffharze, Derivate des Abietylalkohols und des β -Pinens, Weichmacher wie Phthalsäureester Triglyceride und Fettsäuren sowie eine Reihe weiterer dem Fachmann bekannter Stoffe Verwendung finden.

Für Komponenten des Basismaterials der Inseln (14, 24) kommt eine ganze Reihe in Wasser quellbarer pharmazeutischer Hilfsstoffe, wie zum Beispiel Polyvinylpyrrolidon, Polyacrylsäure, Polyvinylalkohol, Cellulose und ihre Derivate, natürlich vorkommende Schleimbildner wie Agar-Agar, Guar-Gummi und Gummi arabicum, aber auch anorganische Materialien, wie Kaolin oder Bèntonit in Frage.

Bei der hautseitigen, den Feuchtigkeitszutritt zur Matrix kontrollierenden Schicht (13, 23) ist auf die Wahl der Dicke und der zu verwendenden Materialien besonderes Gewicht zu legen, da beide Faktoren gemeinsam den zeitlichen Verlauf der feuchtigkeitsbedingten Quellung der Inseln (14, 24) und damit das Ausmaß der Übersättigung wesentlich bestimmen. Erfolgt der Zutritt der Hautfeuchtigkeit zu rasch, so tritt in den Inseln die Übersättigung zu schnell und in zu hohem Maße ein, so daß Ausfällung des Wirkstoffes und somit Zusammenbruch der Freisetzungsrates auf das Sättigungsflußni-

veau die Folge wäre. Diffundiert die Feuchtigkeit zu langsam in die Matrix, so entsteht der übersättigte Zustand zu spät, und das in den Inseln vorhandene Freisetzungspotential wird nicht optimal genutzt.

Geeignete Grundpolymere für die die Feuchtigkeits-einwanderung kontrollierende Schicht (13, 23) sind zum Beispiel Polyacrylsäureester und Polymethacrylsäureester, Polyvinylalkohol und seine Ester, Polyisobutylen oder Polyethylen. Es ist nicht erforderlich, daß der Hautfeuchtigkeitszutritt durch die Diffusivität des verwendeten Materials kontrolliert wird — ebenso gut kann der Zutritt über die Porosität des verwendeten Materials kontrolliert werden. Auch läßt sich der Feuchtigkeitszutritt durch Zusatz von inerten, pulverförmigen Zuschlagstoffen, wie z.B. Talkum, Quarzpulver, Aktivkohle etc. steuern.

Durch gezielte Auswahl des Grundpolymers oder durch hierfür geeignete Zusätze, wie zum Beispiel Harze und Weichmacher läßt sich in einer besonderen Ausführungsform der Erfindung die den Hautfeuchtigkeitszutritt kontrollierende Schicht (13, 23) haftklebend ausführen.

Das Verfahren zur Herstellung solcher Systeme kann in unterschiedlicher Weise ausgeführt werden.

So muß bei der Herstellung der Inseln (14, 24) auf vollständige Lösung des Wirkstoffes in Basismaterial geachtet werden, damit keine Kristallisationskeime in die Arzneiformulierung gebracht werden.

Daher beruhen bevorzugte Verfahren auf gemeinsame Lösung von Wirkstoff und Hilfsstoffen in hierfür geeigneten Lösungsmitteln und anschließende Trocknung.

Besonders bevorzugt ist hierbei das Verfahren der Sprühtrocknung, bei dem eine Kombination eines Trocknungs- und eines Zerkleinerungsverfahrens vorliegt, so daß die gewünschten Partikeln in einem Arbeitsgang erhalten werden. Es ist aber auch möglich, die Lösung von Wirkstoff und Hilfsstoffen auf Metallwalzen oder dehäsiv ausgerüstete Träger auszustreichen in dieser dünnen Schicht zu trocknen und anschließend mit einem der zahlreichen, dem Fachmann bekannten Verfahren trocken zu vermahlen.

Bei einer weiteren geeigneten Variante wird der Lösung von Wirkstoff und Hilfsstoffen ein Fällungsmittel zugesetzt, das zur partikulären Ausfällung zumindestens eines Teils der Hilfsstoffe führt. Bei diesem Vorgang wird gelöster Wirkstoff in den Basismaterial-Partikeln festgehalten. Nach Abtrennung der Partikeln durch Filtration, Sichtung, Naßsiebung oder durch ein sonstiges, diesem Zweck dienendes Verfahren werden die Teilchen getrocknet.

Liegt das Basismaterial vor der Herstellung bereits in geeigneter Korngrößenverteilung vor, so ist es auch möglich, diese Teilchen in einer Lösung des Wirkstoffes zu dispergieren und so durch Absorption eine Sättigung des Basismaterials mit Wirkstoff zu erreichen. Auch hier muß nach einem Trennvorgang wie beispielsweise Filtrieren, Sieben, Sichten u.s.w. ein Trocknungsvorgang (z.B. Hordentrocknung oder Trocknung in der Wirbelschicht) folgen, um die erfindungsgemäßen Inseln (14, 24) zu erzeugen.

Die Korngröße der Inseln sollte stets geringer als die angestrebte Dicke der Matrix (12, 22) sein. Deutlich niedrigere Korngrößen sind bevorzugt, da durch die Auftrennung in möglichst viele Einzelkompartimente die Fortpflanzung eventueller, während des Tragens des Systems auftretender Kristallisationen wirksam verhindert werden kann.

Aus diesem Grunde werden Partikelgrößen von maximal 5 bis 20 µm, vorzugsweise unter 5 µm bevorzugt.

Der Anteil des Wirkstoffs am Basismaterial der Inseln liegt typischerweise 5 bis 50% unter der Sättigungslöslichkeit des Wirkstoffes im trockenen Basismaterial. Bei besonders spröden, glasartigen Basismaterialien kann die Sättigungslöslichkeit sogar um bis zu ca. 300% überschritten werden, da in solchen Grundlagen die Kristallisation mit einer extremen Verzögerung auftritt.

Zur Herstellung der Matrixschicht kann das Grundmaterial in einem Lösungsmittel, in welchem das Basismaterial der Insel unlöslich ist, gelöst und die Partikel in diesem dispergiert werden. Eine derartige Suspension wird vorteilhaft in einer Streichvorrichtung auf einem dehäsiv ausgerüsteten Träger aufgebracht, auf welcher die Matrixschicht z.B. durch Trocknung im Heißluftstrom verfestigt wird. Für diesen Zweck geeignete Lösungsmittel sind Benzingemische mit geeignetem Siedebereich, Toluol, Methylchlorid und viele andere lipophile, leichtflüchtige Stoffe, welche die Struktur der hydrophilen Inseln weitgehend unbeeinflusst lassen.

Für ausreichend temperaturstabile Wirkstoffe eignen sich besonders lösungsmittelfreie Verfahren. Beispielsweise kann das Grundmaterial (15) durch Anwendung von Scherkraft und Hitze in einen streichfähigen Zustand gebracht, die erforderliche Menge Inseln eingeknetet oder -gerührt und die Masse nach Aufstreichen auf einen dehäsiven Träger erkalten gelassen werden.

Sowohl das Lösungsmittel- als auch das Schmelzverfahren eignen sich sinngemäß auch für die Herstellung der den Zutritt von Hautfeuchtigkeit kontrollierenden Schicht (13, 23).

In einer besonderen Ausführungsform der Erfindung werden zunächst zwei Schichten Grundmaterial nach einem der vorstehend beschriebenen Verfahren — aber zunächst frei von Inseln — hergestellt.

Beide Schichten bestehen aus dem gleichen Material, sind jedoch nicht notwendigerweise gleich dick. Auf eine der beiden Schichten werden die streufähigen partikulären Inseln homogen (mit stets gleicher Flächenbeladung) aufgestreut. Anschließend wird der zweite Teil der Matrixschicht durch Aufrollen unter Druck aufkassiert. Erforderlichenfalls kann der Vorgang durch Anwendung von Hitze beschleunigt werden.

Der Mengenanteil des Inselmaterials (Basismaterial und Wirkstoff) an der Matrix ist im wesentlichen abhängig von dem Mengenanteil des Wirkstoffs im Basismaterial der Inseln, der Dicke der Matrixschicht und der erforderlichen Wirkstoffbeladung des transdermalen therapeutischen Systems pro Flächeneinheit. Im allgemeinen wird ein Mengenanteil zwischen 0,5 und 70%, vorzugsweise zwischen 5 und 40% angestrebt.

Die Vereinigung von Matrix und der den Zutritt von Hautfeuchtigkeit kontrollierenden Schicht erfolgt zweckmäßig in einer Kaschierereinrichtung, in welcher die beiden Schichten durch Anwendung von Druck zur dauerhaften Adhäsion gebracht werden. Falls erforderlich, kann zur Intensivierung und Beschleunigung des Vorgangs Hitze angewandt werden.

Das fertige System kann mit einer adhäsiven Abdeckung versehen werden. Der Zuschnitt bzw. die Stanzung in beliebige geometrische Formen und Flächengrößen erfolgt in erster Linie nach Maßgabe therapeutischer Richtgrößen, wie z.B. der Zieldosis pro Tag, der Durchlässigkeit der Haut und dem Krümmungsradius des anvisierten Hautareals.

Als Verpackung eignen sich besonders mehrschichtig aufgebaute, als Wasserdampfsperre wirkende Primär-

verpackungen, beispielsweise aus einem Polyethylenpolymer/Aluminium/Papier-Verbund.

Der Aufbau des transdermalen therapeutischen Systems gemäß der Erfindung ist in den Fig. 1 und 2 dargestellt.

Es bedeuten:

Fig. 1:

- (11) Rückschicht
- (12) Matrix mit Inseln (Einschlüssen)
- (13) der Haut zugewandte, den Hautfeuchtigkeitszutritt kontrollierende Schicht
- (14) wirkstoffhaltige Inseln
- (15) Grundmaterial der Matrix
- (16) ablösbare Schutzschicht

Fig. 2:

- (21) Rückschicht
 - (22) Matrix mit in einer zur Abgabefläche parallelen Anordnung der Inseln
 - (23) der Haut zugewandte, den Hautfeuchtigkeitszutritt kontrollierende Schicht
 - (24) wirkstoffhaltige Inseln, in einer Ebene angeordnet
 - (25) Grundmaterial der Matrix, aus zwei Schichten zusammengesetzt
 - (26) ablösbare Schutzschicht
- Die Erfindung wird anhand der nachfolgenden Beispiele erläutert.

Beispiel 1

In einem 100-ml-Becherglas mit Magnetrührstab werden 250 mg Haloperidol in 25 g Ethylacetat vollständig gelöst. Daraufhin werden 5 g quervernetztes Polyvinylpyrrolidon (maximale Korngröße 150 Mikrometer) langsam hinzugegeben und die Suspension noch 2 Stunden bei 22 Grad Celsius gerührt. Die gequollenen Teilchen werden zusammen mit dem anhaftenden Lösungsmittel in dünner Schicht auf silikonisierter Polyesterfolie bei 80 Grad Celsius in einem Frischlufttrockenschrank während einer Stunde getrocknet.

- 4,3 g der so erhaltenen pulverförmigen Einbettung (enthaltend 205 mg Haloperidol und 4095 mg Polyvinylpyrrolidon)
- 10,0 g hitzevulkanisierbares Polydimethylsiloxan und
- 3,2 g Benzin

werden unter langsamem Rühren zu einer äußerlich homogenen Masse vereinigt, ohne daß Luftblasen eingearbeitet werden. Die Masse wird mit einer Streichraker (Spaltbreite 300 Mikrometer) auf einen Träger aus 25 Mikrometer starkem Polyester aufgestrichen und eine halbe Stunde bei einer Temperatur von 80°C vernetzt und gleichzeitig getrocknet. Die auspolymerisierte Schicht wird anschließend wiederum mit einer Streichraker (Spalt 100 Mikrometer) mit handelsüblicher Silikonklebmasse überzogen, die endgültige Trocknung erfolgt während 30 Minuten offen bei Raumtemperatur und anschließend 10 Minuten bei 50°C im Trockenschrank.

Beispiel 2

(Vergleichsbeispiel zu Beispiel 1)

- 0,205 g Haloperidol
- 4,095 g quervernetztes Polyvinylpyrrolidon
- 10,0 g hitzevulkanisierbares Polydimethylsiloxan und
- 3,2 g Benzin

werden unter langsamem Rühren luftblasenfrei zu einer äußerlich homogenen Masse vereinigt. Die Weiterverarbeitung (Streichen, Vernetzen, Überziehen mit Silikonklebmasse, Trocknen) erfolgt wie in Beispiel 1 beschrieben.

Beispiel 3

Bestimmung der Hautpermeation

Kreisförmige Stanzlinge der Rezepturen gemäß der Beispiele 1 und 2 (Fläche 2,54 cm²) werden auf ein Stück exzidiert Mäusehaut (hairless mice skin) mittig geklebt. Die Hautstücke sind in eine Permeationsapparatur eingespannt, deren prinzipieller Aufbau zum Beispiel bei Kondo et al., J.Pharmacobio.-Dyn. 10, 662—668 (1987) beschrieben ist. Die verwendete Zelle enthielt als Akzeptorlösung Phosphatpuffer eines pH-Wertes von 5,5 und wurde auf 37,0°C über einen Temperiermantel thermostatisiert.

Die Bestimmung der freigesetzten Haloperidolmenge erfolgte über Hochdruckflüssigkeitschromatographie (reverse phase, Detektion UV bei 242 nm).

Es wurden folgende Meßergebnisse erhalten:

Beispiel	Über 24 Stunden freigesetzte Menge Haloperidol (µg) (auf 2,54 cm ²)
1	68
2	36

Mit dem erfindungsgemäßen Aufbau gemäß Beispiel 1 wird also gegenüber dem Vergleichsbeispiel 2 eine deutlich verstärkte Hautpermeation erzielt.

Patentansprüche

1. Transdermales therapeutisches System mit einem schichtweisen Aufbau aus einer im wesentlichen wirkstoffundurchlässigen Rückschicht (11), einer den Wirkstoff enthaltenden aktivierbaren Matrix (12) und einer den Zutritt von Hautfeuchtigkeit kontrollierenden Schicht (13), dadurch gekennzeichnet, daß die Matrix aus einem wasserdampfdurchlässigen, im wesentlichen wasserunlöslichen und weitgehend wirkstofffreien Grundmaterial (15) besteht, in welchem aus einer festen Lösung eines Arzneiwirkstoffes in einem wasserlöslichen oder in Wasser quellbaren Basismaterial bestehende Inseln (14) verteilt sind, und daß die Matrix durch Hautfeuchtigkeit aktivierbar ist.
2. Transdermales therapeutisches System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Anteil der Inseln (14) an der Masse der Matrixschicht (12) zwischen 0,5 und 70%, vorzugsweise zwischen 5 und 40% liegt.
3. Transdermales therapeutisches System nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Partikelgröße der Inseln (14) 5—20 µm, vorzugsweise unter 5 µm beträgt.
4. Transdermales therapeutisches System nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Inseln (14, 24) innerhalb des Grundmaterials (15, 25) in einer zur Abgabefläche parallelen Ebene angeordnet sind.
5. Transdermales therapeutisches System nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 4, dadurch

gekennzeichnet, daß das Basismaterial der wasser-aufnehmenden Inseln (14, 24) aus Polyvinylalkohol, Polyvinylpyrrolidon, Copolymeren der Polymethacrylsäure, Polysacchariden, Polyethylenglykol oder homogenen Mischungen dieser Stoffe besteht.

6. Transdermales therapeutisches System nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß in den Inseln (14, 24) ein Wirkstoff aus den Gruppen der Antihistaminika, Antirheumatika, Opioide, Anticholinergika, Antisymphotonika, Steroidhormone, Prostaglandine, Neuroleptika oder Amphetaminderivate Verwendung findet.

7. Transdermales therapeutisches System nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß die den Zutritt von Hautfeuchtigkeit kontrollierende Schicht (13, 23) haftklebende Eigenschaften besitzt.

8. Transdermales therapeutisches System nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß die den Zutritt von Hautfeuchtigkeit kontrollierende Schicht (13, 23) aus einer Mischung einer oder mehrerer der Komponenten Polyisobutylen, aliphatischen Kohlenwasserstoffharzen, Estern der Polyacrylsäure oder Silikonpolymeren gegebenfalls unter Zusatz geeigneter Additive wie z.B. Weichmachern besteht.

9. Transdermales therapeutisches System nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß die den Zutritt von Hautfeuchtigkeit kontrollierende Schicht (13, 23), die Matrix (12, 22) oder beide Schichten einen oder mehreren Zusatzstoffe enthalten, welche die Durchlässigkeit der Haut für den Wirkstoff erhöhen.

10. Transdermales therapeutisches System nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß die den Zutritt von Hautfeuchtigkeit kontrollierende Schicht (13, 23) während der Lagerung mit einer ablösbaren Schutzschicht (16, 26) abgedeckt ist.

11. Transdermales therapeutisches System nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß das wasserunlösliche Grundmaterial (15, 25) der Matrix (12, 22) im wesentlichen aus einer oder mehreren der Komponenten Polyisobutylen, natürlichen oder synthetischen Kohlenwasserstoffharzen, Styrol, Butadien-Copolymerisaten, Polyacrylsäureestern, Estern des Polyvinylalkohols oder Silikonpolymeren besteht.

12. Verfahren zur Herstellung transdormaler therapeutischer Systeme nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Inseln (14, 24) durch Sprühtrocknung einer Lösung des Wirkstoffes und der feuchtigkeitsabsorbierenden Grundlage in einem geeigneten Lösungsmittel erhalten werden.

13. Verfahren zur Herstellung transdormaler therapeutischer Systeme nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Inseln (14, 24) durch Trocknung in dünner Schicht einer Lösung des Wirkstoffes und der feuchtigkeitsabsorbierenden Grundlage in einem hierzu geeigneten Lösungsmittel und anschließende Mahlung erhalten werden.

14. Verfahren zur Herstellung transdormaler therapeutischer Systeme nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß

die Inseln (14, 24) durch Fällung aus einer Lösung des Wirkstoffes und der feuchtigkeitsabsorbierenden Grundlage mittels eines hierzu geeigneten Fällungsmittels gebildet werden, in welchem die feuchtigkeitsabsorbierende Grundlage im wesentlichen unlöslich ist. 5

15. Verfahren zur Herstellung transdermaler therapeutischer Systeme nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Beladung der Inseln (14, 24) mit Wirkstoff in einer Suspension unbeladener Inseln in einem geeigneten, den Wirkstoff gelöst enthaltenden Lösungsmittel durch Fest/Flüssig-Absorption erfolgt. 10

16. Verfahren zur Herstellung transdermaler therapeutischer Systeme nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Matrix (12, 22) oder die den Zutritt von Hautfeuchtigkeit kontrollierende Schicht (13, 23) in einer Lösung oder Suspension in einem geeigneten Lösungsmittel auf einem dehäsiv ausgerüsteten Träger aufgebracht werden und das Lösungsmittel anschließend durch Trocknung entfernt wird. 15 20

17. Verfahren zur Herstellung transdermaler therapeutischer Systeme nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Matrix (12, 22) oder die den Zutritt von Hautfeuchtigkeit kontrollierende Schicht (13, 23) durch Hitzeanwendung verflüssigt und in diesem Zustand auf einen dehäsiv ausgerüsteten Träger aufgebracht wird. 25 30

18. Verfahren zur Herstellung transdermaler therapeutischer Systeme nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Matrix (12, 22), die den Zutritt von Hautfeuchtigkeit kontrollierende Schicht (13, 23) und die Rückschicht (11, 21) durch Druck- und/oder Temperaturanwendung miteinander dauerhaft verbunden werden. 35

19. Verfahren zur Herstellung transdermaler therapeutischer Systeme nach einem oder mehreren der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Matrix (22) durch getrenntes Herstellen zweier gleichartiger Schichten Grundmaterial (25) mit gegebenenfalls unterschiedlicher Schichtdicke, Aufstreuen der Inseln (24) auf eine der beiden Schichten und anschließendes Aufbringen der zweiten Schicht des Grundmaterials (25) unter Anwendung von Druck und/oder Temperatur gebildet wird. 40 45

Hierzu 1 Seite(n) Zeichnungen

50

55

60

65

FIG.1

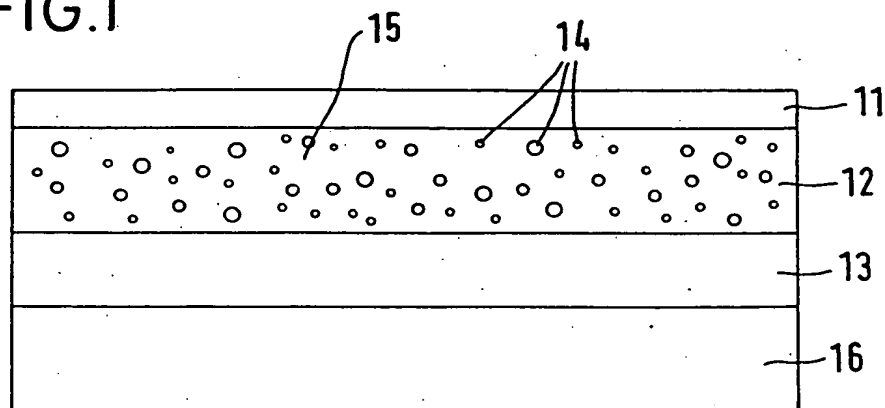


FIG.2

